Aus der Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Dr. N. Schwenzer
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

ZUR MECHANISCHEN BELASTBARKEIT VON FASCIA LATA

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Klaus Dieter Gachstetter
aus
Geislingen/Steige

1978

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523712_0050

Aus der Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Dr. N. Schwenzer
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

ZUR MECHANISCHEN BELASTBARKEIT VON FASCIA LATA

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Klaus Dieter Gachstetter
aus
Geislingen/Steige

1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan:	Professor Dr. H.-E.Hoffmeister
1. Berichterstatter:	Privatdozent Dr.Dr. R.Schmelzle
	(Professor Dr.Dr. N.Schwenzer)
2. Berichterstatter:	Professor Dr. S.Weller

FOTODRUCK H. RESCH · Georgstr. 50 · 7402 Kirchentellinsfurt

Meiner Frau

Inhaltsverzeichnis

		Seite
I.	Einleitung	1
II.	Problemstellung	2
III.	Methodik	4
	1. Zerreißversuche	5
	1. 1 Mechanische Kenngrößen	7
	1. 2 Probeabmessungen	10
	2. Dauerdehnversuche	11
IV.	Ergebnisse	14
	1. Ergebnisse der Vorversuche zur Bestimmung der maximalen Zugfestigkeit	14
	2. Ergebnisse zur Bestimmung der maximalen Zugfestigkeit frischer, menschlicher Präparate	15
	3. Ergebnisse zur Bestimmung der maximalen Zugfestigkeit cialitkonservierter menschlicher Präparate	16
	4. Ergebnisse zur Prüfung der Elastizität cialitkonservierter menschlicher Präparate	17
	5. Ergebnisse der Dauerdehnversuche	18
	5. 1 Dehnverhalten frischer Fascia lata	18
	5. 2 Dehnverhalten cialitkonservierter Fascia lata	18
V.	Diskussion der Ergebnisse	21
	1. Dehnen der Faszie bis zur max. Belastung	21
	2. Schaubild der Spannungs-Dehnungskurve	22
	3. Berechnung des durchschnittlichen Elastizitätsmoduls	25
	4. Zur Elastizität der Fascia lata	27
	5. Dauerbelastung der Faszie mit konstanter Krafteinwirkung	28

VI. Zusammenfassung 31

VII. Literaturverzeichnis 33

I. Einleitung

Eine große Anzahl von Untersuchungen (LONGMIRE 1954, PLATE 1954, SEIFFERT u. Mitarbeiter 1964, SEIFFERT 1967, HERZOG 1965 u. v. a.) hat die Annahme von WEIDENREICH bestätigt, daß ein homologes konserviertes Bindegewebstransplantat als Platzhalter mechanische Funktionen zu übernehmen hat, bis es durch Einwachsen körpereigenen Gewebes zum funktionsgerechten, dem ortsständigen Gewebe entsprechenden Umbau des Pflanzstückes gekommen ist.

Vor mehr als 100 Jahren begann man in der physikalischen Anatomie, die Zugfestigkeit tierischer Gewebe zu untersuchen. Dabei fand man, daß die kollagenen Fasern eine den übrigen Geweben weit überlegene Zugfestigkeit aufweisen. Zwar waren die damaligen Methoden in vielem unzulänglich, aber eine Orientierung über die Festigkeit der Gewebe ist doch möglich gewesen (VALENTIN 1847, WERTHEIM 1847, RAUBER 1876).

Die Mitteilungen über das mechanische Verhalten von Fascie sind gering.

Erste Untersuchungen stammen von KIRSCHNER (1913). Er spannte einen 1 cm breiten Streifen des Tractus iliotibialis (Fascia lata) eines eben Verstorbenen ein und belastete ihn mit 50 Pfund. Es sei dabei keine Schädigung aufgetreten. 1931 hat GRATZ bei der Zugfestigkeitsuntersuchung menschlicher Faszie feststellen können, daß die Festigkeit am größten ist, wenn in Längsrichtung der Faszie gezogen wird; dagegen sehr gering, wenn quer zur Faserrichtung gedehnt wird. Die durchschnittliche maximale Zugfestigkeit fand er bei 7000 pounds per square inch.

II. Problemstellung

In der gegebenen Literatur sind hauptsächlich die mechanischen und biomechanischen Eigenschaften verschiedener menschlicher Bindegewebstexturen untersucht worden (JÄGER 1970, JÄGER 1973). Fragen der mechanischen Wertigkeit, der Einfluß der Konservierung auf die mechanischen Eigenschaften, sowie der Ein- und Umbau des Transplantates standen im Vordergrund.

Da für die eigenen Untersuchungen sich die Experimente auf die mechanische Maximal- und Dauerbelastbarkeit von cialitkonservierter Fascia lata (Tractus iliotibialis) beschränken sollten, ergaben sich folgende Fragestellungen:

1. Wie ist das Verhalten von frischer und cialitkonservierter Faszie bei Dehnung bis zum Zerreißen?

2. Welche Längenänderungen treten bei frischer und cialitkonservierter Faszie bei physiologischer Dauerbelastung auf?

Diese Fragen wurden aufgeworfen durch Nachuntersuchungen von Patienten mit Fazialisparesen, bei denen im Rahmen der Wiederherstellung homologe, cialitkonservierte Implantate (Fascia lata) zum Heben des Mundwinkels verwandt wurden.

Zu diesen Fragestellungen wurden mechanische Untersuchungen mit tierischen und menschlichen Präparaten angestellt:

1. Vorversuche zur Untersuchung

   a) der Versuchsanordnung
   b) der Abhängigkeit der mechanischen Kenngrößen

2. Vergleichende Untersuchungen von frischer und cialitkonservierter Faszie zur

   a) Zugfestigkeit
   b) Dehnung bei Höchstkraft
   c) Längenänderung bei Dauerbelastung

Bei der Fragestellung "wie ist das Dehnungsverhalten eines Gewebestreifens (Fascia lata) unter physiologischer Maximalbelastung über einen längeren Zeitraum", traten folgende Probleme auf:

a) Wie läßt sich über einen längeren Zeitraum eine konstante Zugbelastung auf eine Gewebeprobe verwirklichen?

b) Wie werden physiologische Bedingungen für das Präparat geschaffen?

c) Wie genau läßt sich eine eventuelle Längenänderung messen?

III. Methodik

A) Methode

Die Experimente wurden in zwei Versuchsserien durchgeführt. Die erste Serie diente der Ermittlung des Längenänderungsverhaltens und der maximalen Zugfestigkeit. Als Versuchseinrichtung diente ein Universalprüfgerät der Firma Zwick und Co., das hauptsächlich in der Werkstoffprüfung Verwendung findet.

Die zweite Serie diente der Untersuchung des Längenänderungsverhaltens bei Dauerbelastung unter physiologischen Bedingungen. Zu diesem Zwecke wurde eine eigene Prüfeinrichtung konstruiert und gebaut, da kein geeignetes Gerät zur Verfügung stand.

B) Material

Vorversuche zur Untersuchung der Versuchsanordnung I (Universalprüfgerät der Firma Zwick und Co.) wurden mit Fascia lata vom Schwein durchgeführt. Das Gewebe wurde innerhalb 12 Stunden post mortem entnommen und innerhalb Stunden untersucht.

Menschliches Gewebe wurde bei der Sektion bei 3 Spendern 12,18 und 24 Stunden post mortem gewonnen. Ein Teil dieses Materials wurde sofort untersucht, der Rest wurde cialitkonserviert.

C) Als Konservierungsflüssigkeit diente eine Cialitlösung im Verhältnis 1 : 2000 (SEIFFERT und Mitarb. 1964, SCHMELZLE 1975).

1. Versuchseinrichtung I - Zerreißversuche

Entsprechend den Untersuchungen von JÄGER (1970) wurde eine Universalprüfmaschine verwandt, und zwar das Modell Z 1441 der Firma Zwick und Co. Dieses Gerät dient der Untersuchung der Spannungs- und Dehnungseigenschaften von Werkstoffen in der Technik und deren Prüfung.

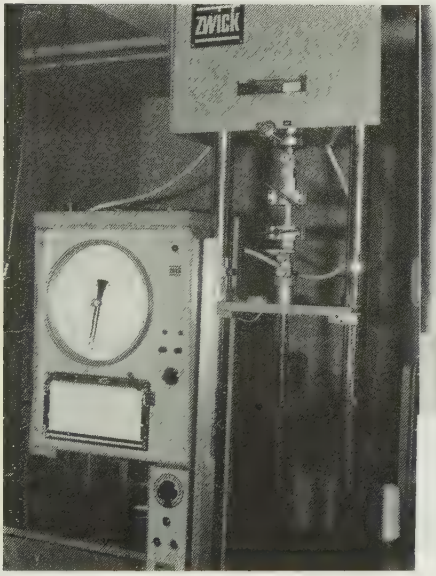


Abb.1

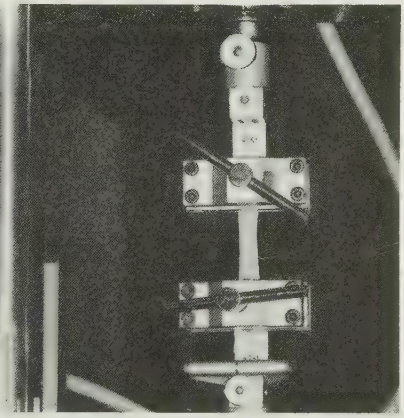


Abb.2

Die Prüfapparatur (Abb. 1, 2, 3 und 4) besteht im Prinzip aus einem rechteckigen starren Rahmen, in dem ein horizontales Querjoch über eine angetriebene Spindel mit verschiedenen, in Stufen einstellbaren, Geschwindigkeiten auf- oder abwärts bewegt werden kann. Zwischen der oberen Traverse des festen Rahmens und der Spindel werden zwischen zwei axial ausgerichteten Klemmbacken die zu untersuchenden Gewebsproben eingespannt. Die obere Klemme ist an eine Kraftmeßdose angehängt, die im starren Rahmen befestigt wird.

Je nach den zu erwartenden Kräften sind Kraftmeßdosen mit verschiedenen Lastbereichen vorher auszuwählen. Über einen nachgeschalteten Kompensationsschreiber kann die augenblickliche auf die Probe aufgebrachte Last in Abhängigkeit von der Zeit registriert werden, wobei der Vorschub des Registrierpapiers in Stufen einstellbar ist.

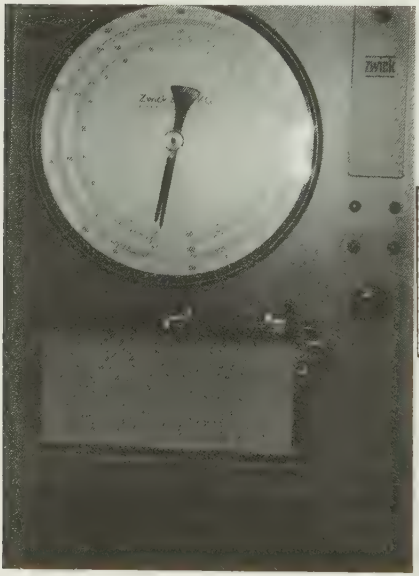


Abb. 3

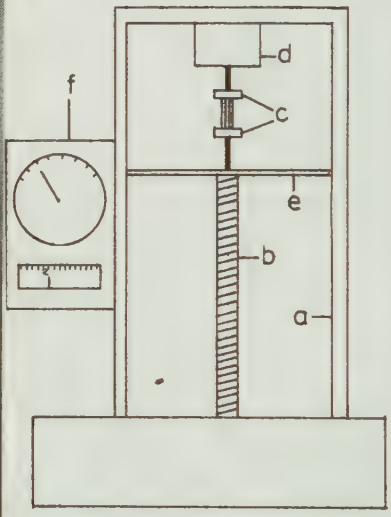


Abb. 4

a) Rahmen b) Spindel
c) Klemmen
d) Kraftmessdose
e) Querjoch
f) x,y - Schreiber

Querjochbewegung und Papiervorschub werden für die vorgesehenen Versuche gekoppelt, so daß die Auslenkung der Probe im Verhältnis V/Vp in der Zeitregistrierungsrichtung dargestellt wird. Die Prüfeinrichtung arbeitet mit einer Genauigkeit von $\pm$ 1 Prozent.

1. 1 Mechanische Kenngrößen

Das Universalprüfgerät liefert ein Spannungs - Dehnungs-Diagramm.

Zugspannung: Die Zugspannung σ ist eine auf den Anfangsquerschnitt F_o des Probekörpers bezogene Kraft bei Zugbeanspruchung.

$$\sigma = \frac{P}{F_o} \; [kp/cm^2]$$

Zugfestigkeit: Die Zugfestigkeit σB ist die auf den Anfangsquerschnitt F_o des Probekörpers bezogene Höchstkraft P max beim Zugversuch.

$$\sigma B = \frac{P_{max}}{F_o} \; [kp/cm^2]$$

Dehnung: Die Dehnung ε ist die auf die ursprüngliche Meßlänge l_o des Probekörpers bezogene Änderung der Meßlänge. Sie wird häufig in % angegeben.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_o} \times 100 \; [\%]$$

Dehnung bei Höchstkraft: Die Dehnung bei Höchstkraft εp max ist die auf die ursprüngliche Meßlänge l_o des Probekörpers bezogene Änderung der Meßlänge, die bei Erreichen der Zugfestigkeit σB gemessen wird.

Elastizitäts-modul: Der Elastizitätsmodul E ist ein Maß für den Widerstand gegen Verformung. Er ist ein Proportionalitätsfaktor bei der Beziehung zwischen Spannung und Dehnung.

$$\sigma = E \times \varepsilon \quad [kp/cm^2]$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad [kp/cm^2]$$

Da bei den untersuchten Geweben keine Linearität zwischen Spannung und Dehnung besteht, ist der Elastizitätsmodul keine Konstante, sondern eine Funktion der Dehnung bzw. der Spannung. Der Elastizitätsmodul gibt somit in jedem Punkt der Spannungs-Dehnungs-Kurve die Steigung dieser Kurve an. Bezeichnet man den Winkel zwischen der Kurventangente eines beliebigen Punktes und der Abszisse mit α , so gilt:

$$E = tg\alpha = \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \quad [kp/cm^2]$$

Reißfestigkeit: Die Reißfestigkeit ist definiert als die auf den Anfangsquerschnitt (F_o) bezogene Kraft im Augenblick des Reißens der Probe beim Zugversuch.

Das Diagramm des Universalprüfgerätes:

Als Beispiel wurde Versuchsdiagramm Nr. 0/2 (Abb. 5) gewählt:

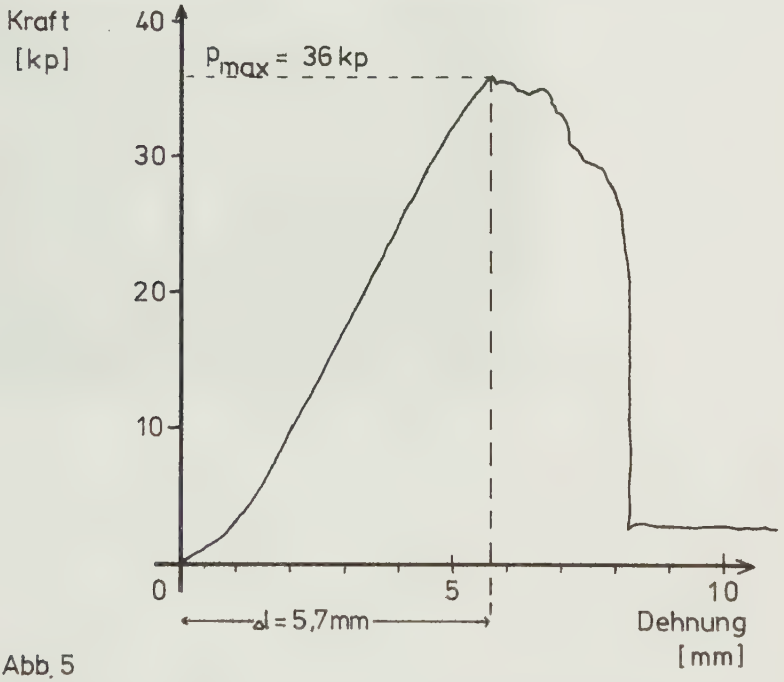


Abb. 5

Es wird ein Diagramm aufgezeichnet, das die veränderliche Kraft über die konstant ablaufende Zeit darstellt. Es wurde eine konstante Vorschubgeschwindigkeit des Papiers gewählt.

$$vp = 10 \text{ mm/Min}$$

Die Prüfgeschwindigkeit v betrug:

$$v = 1 \text{ mm/Min}$$

Auf der Abszisse ist direkt die Längenänderung ablesbar, die proportional der Zeit ist. Die Ordinate gibt Auskunft über den Kräfteverlauf.

1. 2 Probeabmessungen

Die Proben (Abb. 6) wurden so zugeschnitten, daß der Faserverlauf mit der Zugrichtung übereinstimmte.

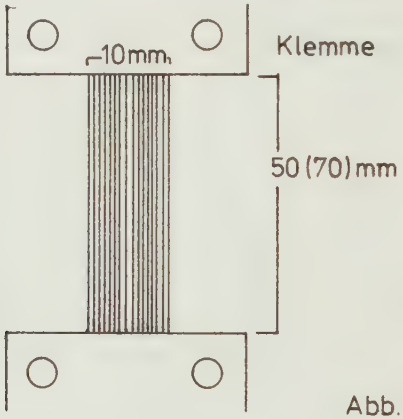


Abb. 6

Die Länge der Probe zwischen den Einspannklemmen wurde auf 50 mm bei Serie II, konstante Krafteinwirkung von 20 kp über einen längeren Zeitraum, auf 70 mm festgelegt. Auf jeder Seite wurde die Probe wenigstens 15 mm eingeklemmt. Die Breite der Proben betrug 10 ($\pm$ 1) mm.

Die Dicke der Proben war nicht beeinflußbar, sondern durch die anatomische individuelle Stärke gegeben. Gemessen wurde sie mit einer handelsüblichen Schieblehre mit verbreitertem Taster. Die Werte schwankten zwischen 0,7 und 2,4 mm.

2. Versuchseinrichtung II - Dauerdehnversuche

Als Versuchseinrichtung diente folgende Apparatur:

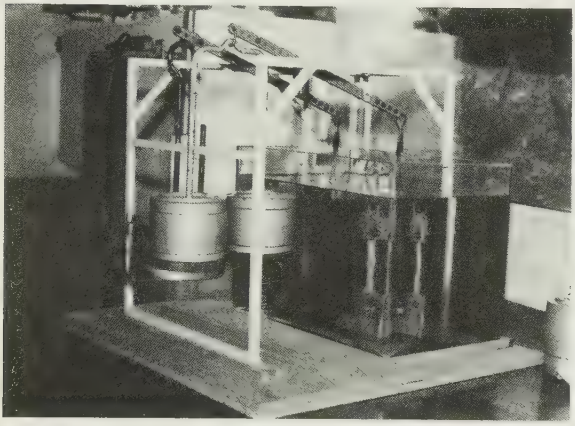


Abb. 7

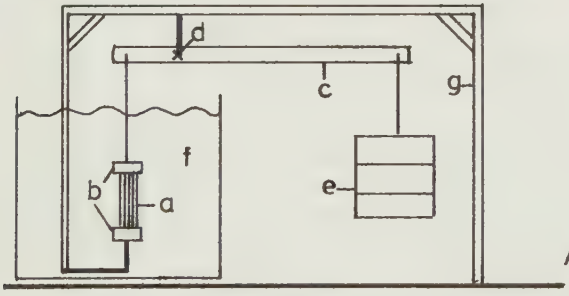


Abb. 8

a) Probe b) Klemmen c) Querbalken
d) Drehpunkt e) Gewicht f) physiol. Kochsalzlsg.
g) Rahmen

Bei der Prüfanordnung (Abb. 7, 8) handelt es sich um eine waageähnliche Vorrichtung, bei der der Drehpunkt des Querbalkens in Richtung Kraftarm (Probe) verschoben ist. Dadurch wird trotz relativ geringer Gewichte am Lastarm eine hohe konstante Zugkraft erreicht. Eine offene Rahmenkonstruktion erlaubt dabei das Eintauchen der Proben mit Klem-

men in eine beliebig wählbare Flüssigkeit, in unserem Fall in physiologischer Kochsalzlösung. Die Längenänderung im Laufe der Zeit kann mit einem Meßstab zwischen den Klemmen gemessen werden.

Gemessen wurde mit einer handelsüblichen Schieblehre, und zwar der Klammerabstand an vorher genau markierten Stellen auf 1/10 mm genau.

Da Präparate entsprechend den Implantat-Abmessungen (≈ 70 mm) geprüft werden sollten, mußten für die Versuchsserie II von vornherein die Zugkraft nach Stärke und Richtung und das Milieu, in dem sich die Proben befinden sollten, festgelegt werden.

Da die Versuchsserie in erster Linie Aufschluß über das Dehnverhalten von Präparaten geben sollte (Ermüdungserscheinungen), wie sie in der Kiefer- und Gesichtschirurgie Verwendung finden, wurde die Zugkraft mit 20 kp, wirkend in Richtung des Faserverlaufes, festgelegt.

Als Flüssigkeit verwandten wir 0,9 %ige physiologische Kochsalzlösung unter Zusatz von 50 ml/15 l Lsg. Totocillin für Infusionszwecke, um eine ausreichend baktrizide Eigenschaft der Versuchsflüssigkeit zu erreichen.

Kenndaten der Versuchsanordnung

Hebelarm (Zug):	77 mm	
Hebelarm (Last):	229 mm	
Vorspannung:	1,15 kp	(Versuchsanordnung ohne Gewichte)
Gewichte:	5,00 kp	
Lastgewicht:	6,15 kp	
Zugkraft:	18,29 kp	

Die Präparate waren während der gesamten Versuchsdauer in physiologischer Kochsalzlösung. Verdunstete Flüssigkeit wurde regelmäßig durch Aqua dest. ersetzt.

Die Präparate wurden 70 $\pm$ 3 mm eingespannt.

IV. Ergebnisse

1. Ergebnisse der Vorversuche zur Bestimmung der max. Zugfestigkeit und des Dehnverhaltens

Vorversuche an frischer Fascia lata vom Schwein.

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Schwein
Entnahmetag:	4. 2. 76
Versuchstag:	4. 2. 76
Prüfgerät:	Universalprüfgerät Zwick u. Co. Z 1441
Klemmenabstand:	50 cm
Kraftmeßdose:	bis max. 100 kp
Vorspannung:	0 kp
Prüfgeschwindigkeit:	1 mm/Min.

Präparat Nr.	Länge	Breite	Beginn der Zerreissung	max. Dehnung
1/0	110 mm	10 mm	41 kp	6 mm
1/1	120 mm	10 mm	36 kp	5,5 mm
1/2	100 mm	10 mm	51 kp	11 mm
1/3	110 mm	10 mm	43 kp	7 mm

2. Ergebnisse zur Bestimmung der max. Zugfestigkeit und des Dehnverhaltens frischer menschlicher Fascia lata

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♂, 70 Jahre)
Entnahmetag:	16. 2. 76
Versuchstag:	16. 2. 76
Prüfgerät:	Universalprüfgerät Zwick u. Co. Z 1441
Klemmenabstand:	50 mm
Kraftmeßdose:	bis max. 100 kp
Vorspannung:	0 kp
Prüfgeschwindigkeit:	1 mm/Min.

Präparat Nr.	Länge	Breite	Beginn der Zerreissung	max. Dehnung
2/1	95 mm	10 mm	58 kp	6,8 mm
2/2	100 mm	10 mm	50 kp	7,6 mm
2/3	100 mm	10 mm	51 kp	6,6 mm

3. Ergebnisse zur Bestimmung der max. Zugfestigkeit und des Dehnverhaltens cialitkonservierter menschlicher Fascia lata

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♂, 68 Jahre)
Entnahmetag:	16. 2. 76 (Beginn der Konservierung)
Versuchstag:	19. 3. 76
Prüfgerät:	Universalprüfgerät Zwick u. Co. Z 1441
Klemmenabstand:	50 mm
Kraftmeßdose:	bis max. 100 kp
Vorspannung:	0 kp
Prüfgeschwindigkeit:	1 mm/Min.

Präparat Nr.	Länge	Breite	Beginn der Zerreissung	max. Dehnung
3/1	110 mm	10 mm	59 kp	9,1 mm
3/2	105 mm	10 mm	46 kp	6,5 mm
3/3	100 mm	10 mm	63 kp	6,5 mm
3/4	90 mm	10 mm	52 kp	8,1 mm
3/5	85 mm	10 mm	45 kp	7,0 mm

4. Ergebnisse zur Prüfung der Elastizität von cialitkonservierter Fascia lata

Bei dieser Prüfung wurden die Proben bis 25 bzw. 35 kp gespannt und anschließend wieder entspannt.

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♂, 68 Jahre)
Entnahmetag:	16. 2. 76 (Beginn der Konservierung)
Versuchstag:	19. 3. 76
Prüfgerät:	Universalprüfgerät Zwick u. Co. Z 1441
Klemmenabstand:	50 mm
Kraftmeßdose:	bis max. 100 kp
Vorspannung:	0 kp
Prüfgeschwindigkeit:	1 mm/Min. bei Dehnung und Entspannung

Präparat Nr.	Länge mm	Breite mm	Dehnung max.	Längenänderung bei Belastung	Längenänderung nach Entspannung
4/1	105	10	25 kp	5,3 mm	0,9 mm
4/2	100	10	35 kp	4,9 mm	0,8 mm
4/3	100	10	35 kp	3,4 mm	0,7 mm

5. Ergebnisse der Dauerdehnversuche mit konstanter Kraft über 3 Wochen

5. 1 Dehnverhalten frischer Fascia lata

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♀, 43 Jahre)
Entnahmetag:	23. 3. 77
Versuchsbeginn:	23. 3. 77
Länge des Präparates:	105 mm
Breite des Präparates:	10 mm
Klemmenabstand:	73 mm (nach Vorspannung)

5. 2 Dehnverhalten cialitkonservierter Fascia lata

a)

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♂, 68 Jahre)
Entnahmetag:	28. 12. 76
Beginn der Konservierung:	28. 12. 76
Versuchsbeginn:	23. 3. 77
Länge des Präparates:	115 mm
Breite des Präparates:	10 mm
Klemmenabstand:	70 mm (nach Vorspannung)

b)

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♀, 43 Jahre)
Entnahmetag:	23. 3. 77
Beginn der Konservierung:	23. 3. 77
Versuchsbeginn:	10. 5. 77
Länge des Präparates:	110 mm
Breite des Präparates:	10 mm
Klemmenabstand:	70,5 mm (nach Vorspannung)

c)

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♀, 43 Jahre)
Entnahmetag:	23. 3. 77
Beginn der Konservierung:	23. 3. 77

Versuchsbeginn:	10. 5. 77
Länge des Präparates:	110 mm
Breite des Präparates:	10 mm
Klemmenabstand:	67 mm (nach Vorspannung)

d)

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♀, 43 Jahre)
Entnahmetag:	23. 3. 77
Beginn der Konservierung:	23. 3. 77
Versuchsbeginn:	7. 6. 77
Länge des Präparates:	120 mm
Breite des Präparates:	10 mm
Klemmenabstand:	73 mm (nach Vorspannung)

e)

Präparat:	Fascia lata (tractus iliotibialis) vom Mensch (♀, 43 Jahre)
Entnahmetag:	23. 3. 77
Beginn der Konservierung:	23. 3. 77
Versuchsbeginn:	7. 6. 77
Länge des Präparates:	110 mm
Breite des Präparates:	10 mm
Klemmenabstand:	69,5 mm (nach Vorspannung)

Präparat		1	2a	2b	2c	2d	2e
Anfangslänge							
Vorbelastung		73	70	70,5	67	73	69,5
volle Zugbelast.		78,0	72,8	75,0	72,3	76,6	74,1
Länge nach Tagen in mm	1	78,4	73,0	75,3	72,4	76,8	74,2
	2	78,6	73,4	75,5	72,7	77,0	74,2
	3	78,9	73,6	75,7	73,0	77,3	74,4
	4	79,3	73,7	76,0	73,1	77,3	74,7
	5	79,3	73,7	76,0	73,2	77,3	74,9
	6	79,4	73,9	76,0	73,2	77,6	75,1
	7	79,5	74,0	76,0	73,4	77,8	75,1
	8	79,7	74,0	76,1	73,4	77,8	75,1
	9	80,0	74,0	76,1	73,5	78,0	75,3
	10	80,3	74,1	76,1	73,6	78,1	75,4
	11	80,4	74,1	76,2	73,7	78,3	75,4
	12	80,6	74,1	76,3	73,7	78,4	75,5
	13	80,7	74,2	76,5	73,7	78,5	75,6
	14	80,7	74,2	76,5	73,8	78,5	75,6
	15	80,7	74,2	76,5	73,8	78,6	75,6
	16	80,8	74,2	76,6	73,8	78,8	75,7
	17	80,8	74,2	76,7	73,8	78,8	75,7
	18	80,8	74,2	76,7	73,8	78,9	75,8
	19	80,9	74,2	76,7	73,8	78,9	75,8
	20	80,9	74,2	76,7	73,8	78,9	75,8
	21	80,9	74,2	76,7	73,8	78,9	75,8

Tabelle 1

In dieser Tabelle sind unter den fortlaufenden Präparatnummern der Dauerdehnversuche sämtliche Daten erfaßt. Die Anfangslänge unter Vorbelastung gibt Auskunft über die Länge der Präparate nach dem Einspannen in das Prüfgerät. Die Anfangslänge unter voller Zugbelastung zeigt die Präparatlänge nach Einhängen der Prüfgewichte. Die unter "Länge nach Tagen" aufgeführten Zahlen zeigen die Präparatlängen im Abstand von jeweils einem Tag fortlaufend gemessen.

V. Diskussion der Ergebnisse

1. Im Rahmen der Versuchsserie I "Dehnen der Faszie bis zum Zerreissen" wurden biomechanische Untersuchungen zur Belastbarkeit von

    1. frischer menschlicher Fascia lata
    2. frischer Fascia lata vom Hausschwein
    3. cialitkonservierter menschlicher Fascia lata

    angestellt. Ähnliche Versuche wurden von JÄGER 1970 durchgeführt, jedoch verwendete JÄGER kürzere und schmalere Faszienstreifen als wir (1,5 x 0,6 cm). Darüber hinaus führten wir noch Dauerdehnversuche durch. Die Faszie stammte in allen Fällen von erwachsenen Individuen, die menschlichen Faszien von einem 68jährigen Mann und einer 43jährigen Frau.

    Unsere Untersuchungen ergaben keine qualitativen Unterschiede hinsichtlich der biomechanischen Belastbarkeit der Faszie aller untersuchten Individuen.

    In allen Fällen fanden wir Kraft-Dehnungs-Kurven, die einen parabelförmigen Verlauf aufweisen und dem Kurvenprinzip einer sogenannten degenerierten kubischen Parabel entsprechen.

    Die mechanische Belastbarkeit zeigt bis zu einem Bereich von 30 - 35 kp etwa ähnliches Verhalten aller Faszienproben. Der auffälligste Unterschied der einzelnen Gewebsproben lag in der unterschiedlichen Belastbarkeit zwischen 35 und 70 kp. Während eine durchschnittliche Zerreissung bei etwa 50 kp erfolgt, beträgt die Schwankungsbreite bis zur Zerreissung $\pm$ 15 kp, d. h. Faszien annähernd gleicher Breite und gleicher Länge zeigen Festigkeitsunterschiede von über 100 %. Wir konnten die Ergebnisse KIRSCHNERS von 1913 insoweit bestätigen, als auch wir bei Belastungen bis 25 kp keine Zerreissung nachweisen konnten.

Die Schwankungsbreite unserer Ergebnisse ist, was die Zerreißbelastung anbetrifft, zwar relativ hoch, doch läßt sich dieses unterschiedliche Verhalten der verschiedenen Faszienstreifen wie folgt erklären:

a) Die Fasziendicke der einzelnen Präparate wies eine große Varianz auf. Dicke Faszienproben sind mechanisch höher belastbar und zerreißen erst später.

b) Bei Faszie handelt es sich um kein homogenes, sondern um ein strukturiertes Gewebe (BUCHER 1948). (Die die Oberschenkelmuskulatur einhüllende Faszie weist dabei einen Verstärkungszug zwischen der Crista iliaca und dem Condylus lat. tibiae auf, der besonders reich an kollagenen Fasern ist, den Tractus iliotibialis.)

Altersabhängige Unterschiede konnten wir auf Grund unserer Versuchsanordnung nicht finden.

2. Zum besseren Verständnis unserer Ergebnisse wurden die Belastungskurven (degenerierte Parabeln) im nachfolgenden Diagramm (Abb. 9) aufgezeichnet. Dabei zeigte sich, daß alle Faszienproben qualitativ ähnlich reagieren, aber doch Unterschiede in quantitativer Hinsicht bestehen.
Die Kurven lassen sich alle in 4 Zonen gliedern, die sich aus der relativen Fasziendehnung bzw. Zerreissung und Belastung (kp) ergeben.

1. <u>Zone der Kraftverteilung</u>

Sie reicht bis zu einer Belastung der Faszienproben bis max. 12 kp (durchschnittlich 8 kp ($\pm$ 4 kp)). Sie beginnt vom Nullpunkt aus tangen-

tial zur Abszisse, d. h., in der Anfangsphase findet eine relativ starke Dehnung bei relativ geringer Belastung statt. Dies wird erklärt mit einer sukzessiven Ausrichtung der kraftaufnehmenden bindegewebigen Elemente in Kraftrichtung.

2. Zone der elastischen Dehnung

Es erfolgt ein steiler, fast linearer, Kraftanstieg. Die in der Anfangsphase nur ausgerichteten bindegewebigen Kraftträger werden gedehnt. Die elastische Eigenschaft der Faszie wird ausgenutzt. Der Längenzuwachs ist etwa proportional zum Kraftzuwachs (linearer Kurventyp).

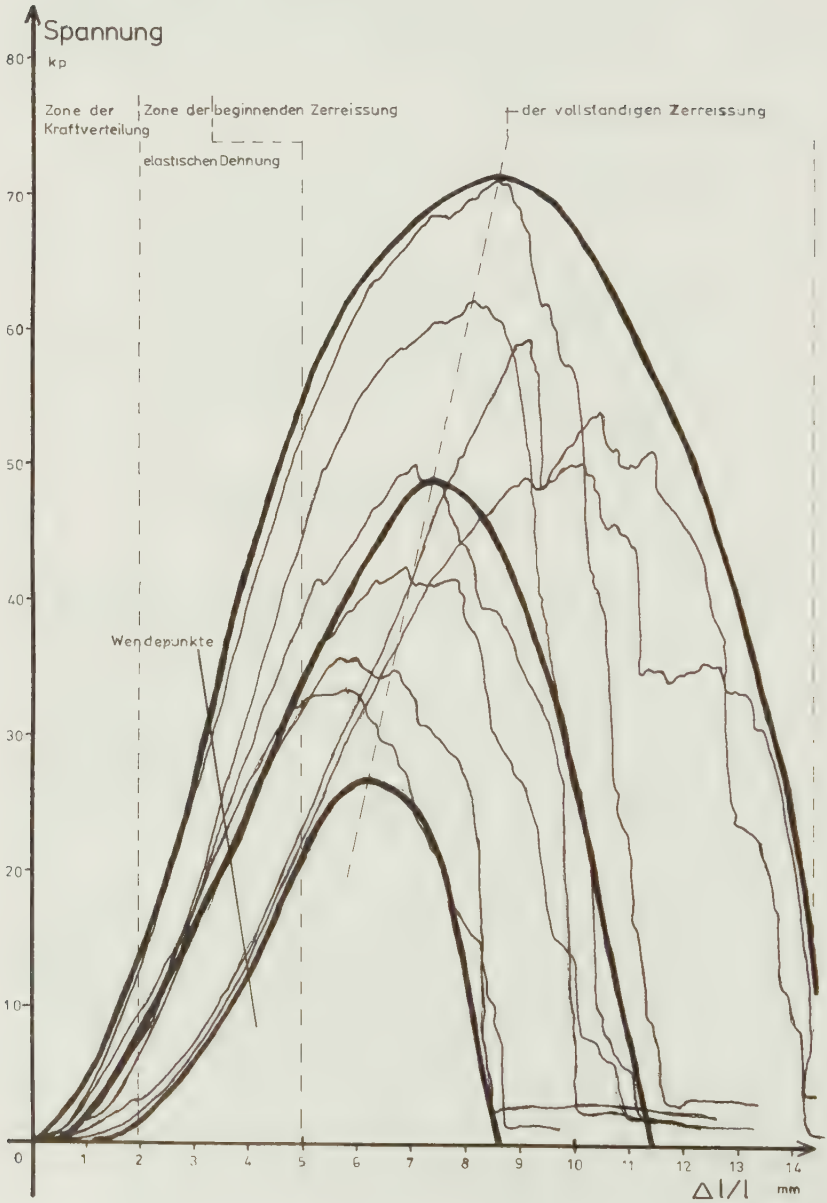
3. Zone der beginnenden Zerreissung

Es kommt zur Destruktion einzelner belastbarer Elemente mit teils irreversibler Schädigung. Geringer Kraftzuwachs führt zu Zunahme der Dehnung. Es ist bemerkenswert, daß der Punkt maximaler Belastung in dem Bereich der beginnenden Zerreissung liegt. Das heißt, daß der "Bänderriß" schon eintritt, bevor die maximale Spannung bzw. Dehnung erreicht ist.

4. Zone der vollständigen Zerreissung

Die Widerstandskraft des Gewebes bricht zusammen. Die Zugspannung sinkt fast auf den Wert O ab, d. h., kleine Kraft erzeugt große und überwiegend irreversible Dehnung.

Abb. 9
2. Spannungs - Dehnungs - Kurve



3. Der durchschnittliche Elastizitätsmodul

Zur Diskussion der gefundenen Belastungskurven gehört auch die Bestimmung des Elastizitätskoeffizienten.

Teilt man die degenerierte Parabel in einen aufsteigenden und einen absteigenden Ast, so liegt dazwischen der Maximalpunkt. Und schon im aufsteigenden Ast finden wir den Wendepunkt von einer Linkskurve zu einer Rechtskurve (bei durchschnittlich 22 kp). In diesem Wendepunkt liegt der Punkt höchster Elastizität, d. h., im Vergleich zur Kraft ist die Dehnung am geringsten.

Da im elastischen Bereich der Kurve ein physiologisch reversibler Zustand besteht, ist hier allein die elastische Eigenschaft (innere Elastizität) verantwortlich für den, der dehnenden Kraft entgegengesetzten, Widerstand. Dieser läßt sich durch den Elastizitätsmodul ausdrücken.

Durchschnittlicher Elastizitätsmodul E (Abb. 10) aus der mittleren Idealkurve berechnet:

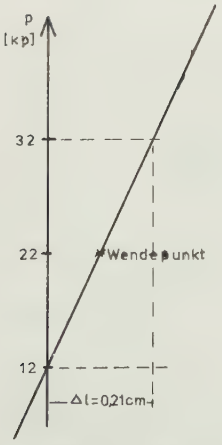


Abb. 10

Anfangsquerschnitt der Probe (Breite 1,0 cm ; Dicke 0,1 cm) $F_o = 0{,}1\ cm^2$

Kraftzunahme im Berechnungsbereich $p = 20\ kp$

Längenänderung $\Delta l = 0{,}21\ cm$

Ausgangslänge $l_\sigma = 5{,}0\ cm$

Zugspannung $\sigma = \frac{p}{F_o}\ [kp/cm^2]$

Dehnung $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_\sigma}\ [\%]$

Elastizitätsmodul $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}\ [kp/cm^2]$

$$E = \frac{20\ kp / 0{,}1\ cm^2}{0{,}21\ cm / 5{,}0\ cm} \approx 4\,761{,}90\ kp/cm^2$$

Da bei dem untersuchten Gewebe meist keine Linearität zwischen Spannung und Dehnung besteht, ist der Elastizitätsmodul keine Konstante, sondern eine Funktion der Dehnung bzw. der Spannung. Der Elastizitätsmodul gibt in jedem Punkt der Spannungs-Dehnungs-Kurve die Steigung dieser Kurve an. Bezeichnet man den Winkel zwischen der Kurventangente eines beliebigen Punktes und der Abszisse mit α , so gilt:

$$E = \tan\alpha = \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \; [kp/cm^2]$$

Grafisch bedeutet dies: Der Elastizitätsmodul stellt die erste Ableitung der Spannungs-Dehnungs-Kurve dar (Abb.11). Dem folgenden Diagramm wird die durchschnittliche Idealkurve zugrunde gelegt und die entsprechende Kurve der 1. Ableitung eingezeichnet.

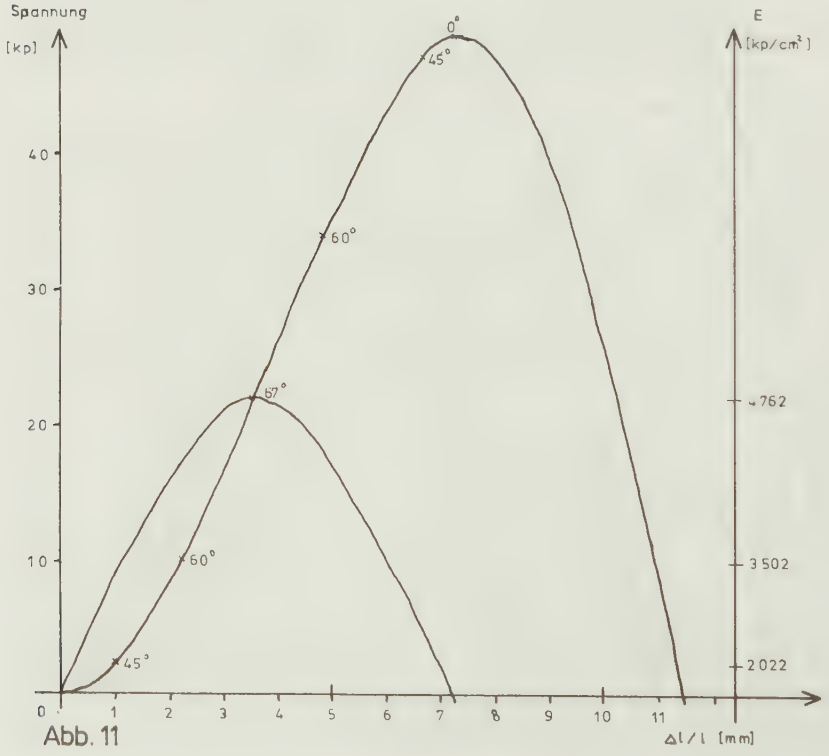


Abb. 11

4. Zur Elastizität der Fascia lata

Es wurde methodisch vorgegangen, wie unter Ziffer III. beschrieben. Ein Präparat wurde mit 25 kp, zwei mit 35 kp belastet. Die Dehngeschwindigkeit der Faszie unter Belastung bis 25 bzw. 35 kp betrug 1 mm/Min. Ebenso war die Entlastungsgeschwindigkeit 1 mm/Min.

Die Ergebnisse sind aus dem Schaubild Abb. 12 ersichtlich.

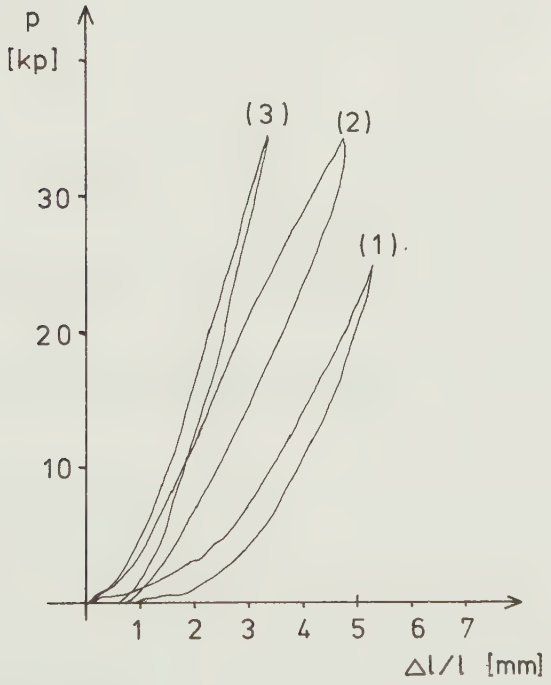


Abb. 12

Wird eine 50 mm lange, 10 mm breite cialitkonservierte Fascia lata mit einer Dehngeschwindigkeit von 1 mm/Min. mit 25 kp (1) bzw. 35 kp (2,3) belastet, ergibt sich eine Gesamtdehnung, die zwischen 3,4 und 5,4 mm liegt,

das entspricht einer Dehnung um durchschnittlich 8,8 %. Nach Entspannung wird die ursprüngliche Länge nicht erreicht. Es bleibt nach einmaliger Belastung eine irreversible Verlängerung der Transplantate um durchschnittlich 0,8 mm, was 1,6 % entspricht.

5. Dauerbelastung der Faszie mit konstanter Krafteinwirkung

Die grafische Darstellung der Ergebnisse aus der Versuchsserie II, konstante Dehnkraft von 18,29 kp über einen Zeitraum von 21 Tagen, weisen eine Verlaufsform auf, die sich in drei Abschnitte gliedern läßt:

1. Bei beginnender Belastung eine starke aber unterschiedliche Dehnung
2. im Zeitraum der folgenden 10 bis 15 Tage eine geringe, allmähliche Dehnung
3. während der restlichen Prüfzeit keine oder nur noch eine ganz geringe Dehnung.

Biomechanisch lassen sich diese Phasen wie folgt interpretieren:

In der ersten Phase kommt es zu einer augenblicklichen Streckung. Sie entspricht der Zone der Kraftverteilung und einer beginnenden Kraftaufnahme der belastbaren Elemente.
Eine weiter anhaltende Dauerbelastung führt zu einer Dehnung dieser Bestandteile und des retikulären Anteils.
Die dritte Phase zeigt ein stabiles Gleichgewicht zwischen den dehnenden Kräften und den Gewebsbestandteilen.

Da uns die Versuchsserie I, Dehnung bis zum Zerreissen, aufgezeigt hat, daß es bei Belastung bis 20 kp noch zu keiner Destruktion des Gewebes kommt, kann angenommen werden, daß auch bei länger als drei Wochen einwirkenden

Zugkräften keine weitere Dehnung erfolgen wird. Bezogen auf eine ursprüngliche Länge von 70 (± 3) mm, erfolgte eine durchschnittliche Dehnung um 9 %.

Nachfolgende Diagramme (Abb. 13, 14) zeigen sämtliche gemessenen Werte auf. Schaubild 1 die unterschiedliche Anfangselastizität bei Belastung mit 18,29 kp, Schaubild 2 den Dehnverlauf vom 1. bis 21. Versuchstag.

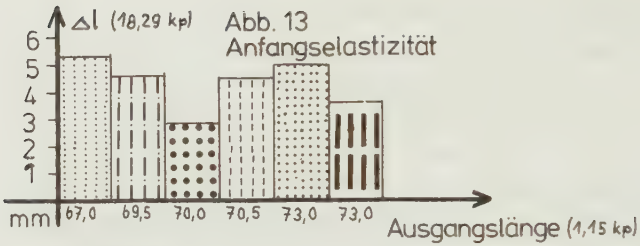


Abb. 13
Anfangselastizität

Abb.14
Dehnverhalten
über 21 Tage

VI. Zusammenfassung

Fascia lata wird zur Zügelung des Mundwinkels bei Facialislähmung verwendet. Dazu werden Streifen von etwa 10 cm Länge und 1 cm Breite implantiert, die vom Mundwinkel zum Jochbogen, zum Musculus Temporalis oder zum Musculus Masseter, verlaufen. Da in vitro Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit von Fascia lata Streifen fehlen, wurden in zwei Versuchsreihen Experimente durchgeführt, die Aufschluß geben sollten über das biomechanische Verhalten von frischer und cialitkonservierter Fascia lata.

Die erste Versuchsreihe wurde ähnlich der Untersuchungen von JÄGER (1970) durchgeführt. Wir bedienten uns einer Universalprüfmaschine, die während des Versuchs ein Längenänderungs-Spannungs-Diagramm aufzeichnet.

Zur Dauerbelastung im Rahmen der zweiten Versuchsserie bauten wir uns eine eigene Prüfvorrichtung. Durch tägliche Messungen über einen längeren Zeitraum, wobei die Krafteinwirkung auf das Präparat konstant blieb, erhielten wir Aufschluß über das Dehnverhalten bei lang einwirkender Kraft.

Die Ergebnisse der Zerreißversuche zeigten ähnliches Dehnverhalten aller Proben. Es konnten Werte gemessen und Kurven ermittelt werden, die sehr anschaulich verdeutlichten, daß im physiologischen Bereich streng mathematische Parameter zu ermitteln sind. Versuchswerte, die außerhalb des Organismus ermittelt werden, sind jedoch letztlich nicht voll anwendbar auf das Verhalten der Gewebe im Körper.

Anhand von 9 aufgezeichneten Spannungs-Dehnungs-Kurven konnte ermittelt werden, daß eine Zerreissung von Faszienstreifen (10 cm lang, 1 cm breit) zwischen 35 und 70 kp beginnt.

Versuche zur Elastizität gleicher Proben zeigten, daß bei Dehnungen bis 25 bzw. 35 kp und anschließende Entspannung

eine Restdehnung bleibt, die durchschnittlich 8,8 % der Ausgangslänge ausmacht.

Die Dauerbelastung 20 kp von 7 cm langen und 1 cm breiten Faszienstreifen über einen Zeitraum von 3 Wochen erbrachte eine anfänglich starke, dann immer geringer werdende und ab dem 17. Tag praktisch keine weitere Dehnung.

Abschließend kann festgestellt werden, daß strukturiertes Bindegewebe, das im Körper laufend Dehnbelastungen ausgesetzt ist, sehr großen Kräften standhält und über einen weiten Bereich die hierfür notwendige Elastizität besitzt.

VII. Literaturverzeichnis

1. BUCHER, O.: Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen, 3. Aufl. Bern und Stuttgart: Hans Huber 1962

2. HERZOG, K. H.: Sehnenhomoplastik in Experiment und Klinik Beitr. Orthop. Traum. 14 (1967) 557

3. JÄGER, M.: Homologe Bindegewebstransplantation Act. Orthopädie 2 (1970)

4. JÄGER, M.: Indikation und Anwendungsmöglichkeiten verschieden konservierter homologer Transplantate Act. Traumatologie 91 - 98 (1973)

5. KIRSCHNER, M.: Der gegenwärtige Stand und die nächsten Aussichten der autoplastischen freien Faszienübertragung Bruns' Beitr. klin. Chir. 86 (1913) 1

6. LONGMIRE, W. P. jr., CANNON, J. A., WEBER, R. A.: General surgical problems of tissue transplantation. In: Preservation and transplantation of normal tissue (S. 23). Ciba Foundation General Symposia. London: Churchill 1954

7. PLATE, J. W.: Transplantation of preserved non viable tissues. In: Preservation and transplantation of normal tissue. Ciba Foundation General Symposia. London: Churchill 1954

8. RAUBER, A.: Elastizität und Festigkeit der Knochen
Leipzig: Engelmann 1876

9. SEIFFERT, K. E.: Biologische Grundlagen der homologen Transplantation konservierter Bindegewebe
Mschr. Unfallheilk. 93 (1967)

10. SEIFFERT, K. E., HARTLEIB, J., SCHMITT, K. P.: Über den biologischen Umbau von frischem und in Cialit konserviertem Sehnengewebe in funktionstüchtige Sehne
Bruns' Beitr. klin. Chir. 209 (1964) 444

11. SCHMELZLE, R.: Die Verwendung homologer Gewebekonserven im Kiefer- und Gesichtsbereich
Habil. Schrift Tübingen (1975)

12. VALENTIN, G. G.: Lehrbuch der Physiologie des Menschen, Bd. 1
Braunschweig: Vieweg u. Sohn 1847

13. WERTHEIM, M. G.: Mermoir sur 1' élasticité et la cohesion des principaux tissus du corps humain.
Ann. Chim. Phys. 21 (1847) 385

Dem Ärztlichen Direktor der Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Tübingen, Herrn Professor Dr. Dr. N. Schwenzer spreche ich meinen Dank aus für die Ermöglichung der Arbeit in seiner Abteilung.

Herrn Dozent Dr. Dr. R. Schmelzle danke ich sehr dafür, daß er mir das Thema zu dieser Arbeit gegeben und mich bei der Ausführung unterstützt hat.

Ferner gilt mein Dank Herrn Professor O. Schickhardt von der Fachhochschule für Textiltechnik in Reutlingen. Er gab mir die Möglichkeit, dort umfangreiche Versuche durchzuführen und unterstützte mich bei der Auswertung der Meßergebnisse mit Rat und Tat.

Lebenslauf

Am 11. Dezember 1946 wurde ich, Klaus Dieter Gachstetter, als Sohn des Molkereimeisters Hans Gachstetter und seiner Ehefrau Gertrud, geborene Ruisinger, in Geislingen an der Steige geboren.

1954 trat ich in die Grundschule in Geislingen ein und wechselte 1958 auf das Gymnasium Geislingen über.

Ab 1965 besuchte ich das Wirtschaftsgymnasium in Göppingen und legte dort im Juni 1967 die Reifeprüfung ab.

Nach meinem Wehrdienst begann ich im Sommersemester 1969 ein Biologiestudium an der Universität Tübingen. Zum Sommersemester 1970 wechselte ich in das Fach Medizin und zum Wintersemester 1970/71 in das Fach Zahnmedizin über. Am 10. 12. 1975 legte ich das Staatsexamen ab. Seit Januar 1976 bin ich als zahnärztlicher Assistent tätig.